

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 56 209.1

Anmeldetag: 2. Dezember 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur automatischen Bestimmung des tatsächlichen Geschwindigkeitsintervalls eines fließenden Mediums bei Flussmessungen in der Magnetresonanz-Tomographie

IPC: G 01 R, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 29. August 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to read "P. Letang".

Letang

## Beschreibung

Verfahren zur automatischen Bestimmung des tatsächlichen Geschwindigkeitsintervalls eines fließenden Mediums bei Fluss-

5 messungen in der Magnetresonanz-Tomographie

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRT) wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Verfahren zur Verbesserung von Flussmessungen wie sie in der Magnet-Resonanz-Tomographie zur Darstellung von beispielsweise Blut-durchflossenen Gefäßsystemen durchgeführt werden.

15

Die MRT basiert auf dem physikalischen Phänomen der Kernspinresonanz und wird als bildgebendes Verfahren seit über 15 Jahren in der Medizin und in der Biophysik erfolgreich eingesetzt. Bei dieser Untersuchungsmethode wird das Objekt einem starken, konstantem Magnetfeld ausgesetzt. Dadurch richten sich die Kernspins der Atome in dem Objekt, welche vorher regellos orientiert waren, aus. Hochfrequenzwellen können nun diese „geordneten“ Kernspins zu einer bestimmten Schwingung anregen. Diese Schwingung erzeugt in der MRT das eigentliche Messsignal, welches mittels geeigneter Empfangsspulen aufgenommen wird. Durch den Einsatz inhomogener Magnetfelder, erzeugt durch Gradientenspulen, kann dabei das Messobjekt in alle drei Raumrichtungen räumlich kodiert werden was im Allgemeinen als „Ortskodierung“ bezeichnet wird.

25

Die Aufnahme der Daten in der MRT erfolgt im sogenannten k-Raum (Synonym: Frequenzraum). Das MRT-Bild im sogenannten Bildraum ist mittels Fourier-Transformation mit den MRT-Daten im k-Raum verknüpft. Die Ortskodierung des Objektes, welche den k-Raum aufspannt, erfolgt mittels Gradienten in allen drei Raumrichtungen. Man unterscheidet dabei die Schichtselektion (legt eine Aufnahmeschicht im Objekt fest, üblicher-

weise die Z-Achse), die Frequenzkodierung (legt eine Richtung in der Schicht fest, üblicherweise die x-Achse) und die Phasenkodierung (bestimmt die zweite Dimension innerhalb der Schicht, üblicherweise die y-Achse). Darüber hinaus kann

- 5 durch Phasenkodierung entlang der z-Achse die selektierte Schicht in weitere Schichten unterteilt werden.

Es wird also zunächst selektiv eine Schicht beispielsweise in z-Richtung angeregt und eventuell eine Phasenkodierung in z-

- 10 Richtung durchgeführt. Die Kodierung der Ortsinformation in der Schicht erfolgt durch eine kombinierte Phasen- und Frequenzkodierung mittels dieser beiden bereits erwähnten orthogonalen Gradientenfelder die bei dem Beispiel einer in z-Richtung angeregten Schicht durch die ebenfalls bereits genannten Gradientenspulen in x- und y-Richtung erzeugt werden.

Eine mögliche Form die Daten in einem MRT-Experiment aufzunehmen ist in den Figuren 4a und 4b dargestellt. Die verwendete Sequenz ist eine Spin-Echo-Sequenz. Bei dieser wird

- 20 durch einen  $90^\circ$ -Anregungsimpuls die Magnetisierung der Spins in die x-y-Ebene geklappt. Im Laufe der Zeit ( $1/2 T_E$ ;  $T_E$  ist die Echozeit) kommt es zu einer Dephasierung der Magnetisierungsanteile, die gemeinsam die Quermagnetisierung in der x-y-Ebene  $M_{xy}$  bilden. Nach einer gewissen Zeit (z.B.  $1/2 T_E$ ) wird ein  $180^\circ$ -Impuls in der x-y-Ebene so eingestrahlt, dass die dephasierten Magnetisierungskomponenten gespiegelt werden ohne dass Präzessionsrichtung und Präzessionsgeschwindigkeit der einzelnen Magnetisierungsanteile verändert werden. Nach einer weiteren Zeitdauer  $1/2 T_E$  zeigen die Magnetisierungs-  
25 komponenten wieder in die gleiche Richtung, d.h. es kommt zu einer als „Rephasierung“ bezeichneten Regeneration der Quermagnetisierung. Die vollständige Regeneration der Quermagnetisierung wird als Spin-Echo bezeichnet.

- 35 Um eine ganze Schicht des zu untersuchenden Objektes zu messen, wird die Bildgebungssequenz N-mal für verschiedene Werte des Phasenkodiergradienten z.B.  $G^y$  wiederholt. Der zeitliche

Abstand der jeweils anregenden HF-Pulse wird dabei als Repetitionszeit TR bezeichnet. Das Kernresonanzsignal (Spin-Echo-Signals) wird bei jedem Sequenzdurchgang durch den  $\Delta t$ -getakteten ADC (Analog Digital Wandler) ebenfalls N-mal in äquidistanten Zeitschritten  $\Delta t$  in Anwesenheit des Auslesegradienten  $G^x$  abgetastet, digitalisiert und abgespeichert. Auf diese Weise erhält man gemäß Figur 4b eine Zeile für Zeile erstellte Zahlenmatrix (Matrix im k-Raum bzw. k-Matrix) mit  $N \times N$  Datenpunkten. Aus diesem Datensatz kann durch eine Fouriertransformation unmittelbar ein MR-Bild der betrachteten Schicht mit einer Auflösung von  $N \times N$  Pixeln rekonstruiert werden (eine symmetrische Matrix mit  $N \times N$  Punkten ist nur ein Beispiel, es können auch asymmetrische Matrizen erzeugt werden).

15

Bei geschwindigkeitsaufgelösten Flussmessungen in der Magnetresonanz-Tomographie kann entweder der Verlauf der mittleren Geschwindigkeit des fließenden Mediums in einem bestimmten Gefäß während eines Bewegungszyklusses (Atmung, Herzbewegung) bestimmt werden oder die Geschwindigkeitsverteilung im Querschnitt des interessierenden durchflossenen Gefäßbereiches zu einem definierten Zeitpunkt der Bewegung. Von großem Interesse ist beispielsweise der Geschwindigkeitsverlauf des Blutes in der Aorta während eines Herzzyklus (von Systole zu Systole).

25

Für derartige Messungen wird die Bildgebungsschicht typischerweise senkrecht zu den darzustellenden Gefäßen orientiert, wobei ein zusätzlicher Phasenkodiergradient in Richtung des fließenden Mediums (Blut, Liquor, etc.) angelegt wird. Der zusätzliche (Phasenkodier-) Gradient in Flussrichtung ist deshalb notwendig, um jedem Voxel des fließenden Mediums aufgrund der Intensität des Resonanzsignals der in ihm enthaltenen Kernspins eine definierte Geschwindigkeit zuordnen zu können. Diese Zuordnung erfolgt üblicherweise nach der eigentlichen Messung in einer Software-unterstützten Nachverarbeitung (engl.: Post-Processing) durch den Anwender am

Bildschirm. Vor der eigentlichen Geschwindigkeitsaufgelösten Messung wird ein Übersichtsbild (Localizer) aufgenommen. Der Anwender kennzeichnet in dem Übersichtsbild manuell die ihn interessierende Region (engl.: Region Of Interest, ROI) in der Schicht (beispielsweise über die Maus) und startet die Messung einer Bildserie (typischerweise 20 Bilder pro Zyklus), wobei die gekennzeichnete ROI mittels Segmentier-Algorithmen der Bewegung entsprechend propagiert und nachgefahren wird.

10

Nach der Messung der Bildserie startet der Anwender eine Intensitätsanalyse in dem gekennzeichneten Bereich durch die entweder die Geschwindigkeit über die gesamte ROI eines jeden Bildes der Serie gemittelt oder aber ein Geschwindigkeitsprofil in Form einer Grauwertverteilung eines jeden Bildes der Serie erstellt wird.

Der Fluss in den aufgenommenen Bildern kann nun durch zeitliche Abfolge, z.B. mit einer Frequenz von 20 Bildern pro Sekunde, auf dem Bildschirm als Film (engl.: Movie) dargestellt werden.

Die Geschwindigkeits-Abhängigkeit des Kernresonanzsignals fließender Materie beruht auf der unterschiedlichen Verteilung von gesättigten sowie voll- bzw. un-relaxierten Spins des durchflossenen Gefäßes der darzustellenden Schicht. Um eine optimale Auflösung der Geschwindigkeit bzw. der Geschwindigkeitsverteilung in der Schicht zu erhalten, sollte das vorliegende Geschwindigkeitsintervall (engl.: Velocity-Encoding, VENC) der fließenden Materie exakt bekannt sein, um in Abhängigkeit von der Schichtdicke, des Flipwinkels und weiteren Mess- bzw. Sequenzparametern eine entsprechend optimierte Geschwindigkeitskodierung durch den anzulegenden Geschwindigkeits-(Kodier-) Gradienten vornehmen zu können.

35

Im Stand der Technik muss der Anwender (im Allgemeinen der Arzt) die Fließgeschwindigkeit bspw. des Blutes in dem zu

messenden Gefäß abschätzen. Die Fließgeschwindigkeit variiert sehr stark in Abhängigkeit von der anatomischen Lage. Zum Beispiel differiert die Maximalgeschwindigkeit des Blutes in der Aorta im hohen Maße von der in den Carotiden oder in den stenotischen Gefäß-Bereichen. Der Anwender stellt daher Erfahrungswerte ein die - um auf jeden Fall den gesamten Geschwindigkeitsbereich abzudecken - in der Regel ein zu großes Intervall definieren. Daraus folgt eine nur suboptimale Geschwindigkeitsauflösung.

10

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher ein Verfahren bereitzustellen um die Geschwindigkeitsauflösung bei Flussmessungen in der Magnetresonanztomographie zu optimieren.

15 Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

20 Erfindungsgemäß wird ein Verfahren beansprucht zur automatischen Bestimmung des tatsächlichen Geschwindigkeitsintervalls eines fließenden Mediums bei Flussmessungen in der Magnetresonanz-Tomographie welches die folgenden Schritte aufweist:

- Aufnehmen eines Übersichtsbildes eines ausgewählten Bereiches eines zu untersuchenden Lebewesens,

- Darstellen des Übersichtsbildes auf einem Bildschirm,
- Durchführen einer Aufklärungs-Flussmessung durch Akquirieren einer Bildserie während eines Bewegungszyklus mit einem vorgegebenen Geschwindigkeitsintervall in einem zu vermessenden Gewebe-Bereich des ausgewählten Bereiches,

- Ermitteln der Spitzengeschwindigkeit des Mediums in dem zu vermessenden Gewebebereich auf Basis der Aufklärungs-Flussmessung,

- Durchführen einer optimierten Flussmessung durch Akquirieren von der aufgenommenen Bildserie entsprechenden Bildern auf der Basis der ermittelten Spitzengeschwindigkeit,

25

- Darstellen des mittels der optimierten Flussmessung erhaltenen Geschwindigkeits-aufgelösten Gewebebereiches auf dem Bildschirm.

5 Erfindungsgemäß erfolgt die optimierte Flussmessung automatisch in unmittelbarem Anschluss an die Aufklärungs-Flussmessung.

Um sicher zu gehen, dass der in der Aufklärungsmessung nur grob ermittelte Wert der Spitzengeschwindigkeit im Bereich der tatsächlichen Spitzengeschwindigkeit liegt wird zu der grob ermittelten Spitzengeschwindigkeit ein Sicherheitswert hinzugaddiert.

15 Der hinzugaddierende Sicherheitswert beträgt erfindungsgemäß 10% der grob ermittelten Spitzengeschwindigkeit.

Erfindungsgemäß ist die Geschwindigkeits-auflösende Messung von Gefäßen in Abhängigkeit eines Bewegungszyklus des zu untersuchenden Objektes gedacht. Ein solcher kann den Zeitraum der Atmung, der Herzbewegung oder andere Bewegungsformen umfassen. Dabei ist eine gute Auflösung der Bildserie bei ca. 20 Bildern pro Zyklus gegeben.

25 Erfindungsgemäß kann die Geschwindigkeits-aufgelöste Darstellung des zu vermessenden Gewebebereiches (ROI) auf zwei Arten erfolgen:

30 1) In dem jeweiligen gemessenen Gewebebereich eines Bildes der Bildserie wird die mittlere Geschwindigkeit des Bereiches dargestellt.

35 2) In dem jeweiligen gemessenen Gewebebereich eines Bildes der Bildserie das Geschwindigkeitsprofil des Bereiches dargestellt wird.

Der zu vermessende Gewebebereich wird vom Anwender manuell gekennzeichnet. Dabei können vorteilhafterweise auch mehrere Gewebebereiche gekennzeichnet werden.

5 Ferner wird gemäß der vorliegenden Erfindung ein Kernspintomographiegerät beansprucht das zur Durchführung des Verfahrens gemäß den obigen Ansprüchen geeignet ist.

10 Ebenso beansprucht wird ein Computersoftwareprodukt, welches ein Verfahren gemäß den obigen Ansprüchen implementiert, wenn es auf einer mit diesem Kernspintomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

15 Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen bezüglich auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

Figur 1 zeigt schematisch ein Kernspin-Tomographiegerät,  
Figur 2a zeigt eine Übersichtsaufnahme (engl.: Localizer) in  
20 Form eines transversalen Querschnittes der Aorta im  
Mediastinum,

Figur 2b zeigt die Übersichtsaufnahme bei welcher der Bereich  
für die Geschwindigkeitsanalyse (Querschnitt der Aorta)  
25 als kreisförmiger ROI (engl.: Region Of Interest)  
gekennzeichnet ist,

Figur 3a zeigt im Schnitt eine Anregungsschicht senkrecht zu  
einem blutdurchflossenen Gefäß,

Figur 3b zeigt im Diagramm schematisch den Sättigungsverlauf  
der longitudinalen Magnetisierung der Anregungsschicht,  
30

Figur 3c zeigt im Diagramm den Sättigungsverlauf der Magnetisierung des in die Anregungsschicht einströmenden Blutes,

Figur 4a zeigt schematisch den zeitlichen Verlauf der Gradientenpulsstromfunktionen einer Spin-Echo-Sequenz,  
35

Figur 4b zeigt schematisch die zeitliche Abtastung der k-Matrix bei einer Spin-Echo-Sequenz gemäß Figur 4a.

- Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Kernspintomographiegerätes mit dem optimierte Flussmessungen gemäß der vorliegenden Erfindung möglich sind. Der Aufbau des Kernspintomographiegerätes entspricht dabei dem Aufbau eines herkömmlichen Tomographiegerätes.
- Ein Grundfeldmagnet 1 erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisation bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z.B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Messvolumen M definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers eingebracht werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen 2 eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung 15 angesteuert werden.
- In den Grundfeldmagneten 1 ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem 3 eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker 14 mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems 3 erzeugt dabei einen Gradienten  $G_x$  in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten  $G_y$  in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten  $G_z$  in z-Richtung. Jeder Verstärker 14 umfasst einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung 18 zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

Innerhalb des Gradientenfeldsystems 3 befindet sich eine Hochfrequenzantenne 4, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker 30 abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu un-

tersuchenden Bereiches des Objektes umsetzt. Von der Hochfrequenzantenne 4 wird auch das von den präzidiierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem 5 oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinecho-signale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker 7 einem Hochfrequenz-Empfangskanal 8 eines Hochfrequenzsystems 22 zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem 22 umfasst weiterhin einen Sendekanal 9, in dem die Hochfrequenzpulse 10 für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner 20 vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung 18 digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginäranteil 15 über jeweils einen Eingang 12 einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem 22 und von diesem einem Sendekanal 9 zugeführt. Im Sendekanal 9 werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Messvolumen entspricht.

20

Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche 6. Die Hochfrequenzantenne 4 strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in das Messvolumen M ein und tastet resultierende Echosignale ab. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im 25 Empfangskanal 8 des Hochfrequenzsystems 22 phasenempfindlich demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler in Realteil und Imaginärteil des Messsignals umgesetzt. Durch einen Bildrechner 17 wird aus den dargestalt gewonnenen Messdaten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Messdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner 20. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung 18 die Erzeugung der jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten 30 des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung 18 dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aussenden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Ampli-

35

tude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem 22 und die Sequenzsteuerung 18 wird von einem Synthesizer 19 zur Verfügung gestellt. Die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein Terminal 21, das eine Tastatur sowie einen oder mehrere Bildschirme umfasst.

Die vorliegende Erfindung macht sich nun zunutze, dass es mit dem Anlagenrechner 20 bzw. dem Bildrechner 17 möglich ist, in einem begrenzten Geschwindigkeits-kodierten Bereich eines MRT-Flussbildes die Maximalgeschwindigkeit des Flusses automatisiert zu ermitteln. Dabei stellen sich die Voxel höherer Geschwindigkeit als Bereiche höherer Signalintensität dar.

Dieser Effekt wird anhand der Figuren 3a, 3b und 3c kurz erläutert:

Wie bereits erwähnt wird bei einer Magnetresonanz-Fluss-Messung die Bildgebungsschicht typischerweise senkrecht zu den darzustellenden Gefäßen orientiert. In Figur 3a ist eine derartige Anregungsschicht 23 schematisch dargestellt. Um einen optimalen Kontrast zwischen dem stationären Gewebe und den Gefäßen 24 herzustellen, indem die Spins des stationären Gewebes 23 möglichst stark gesättigt werden, wird die Repetitionszeit TR möglichst kurz gewählt. Bei einem kurz hintereinanderfolgenden Flippen der Spins besteht nicht genug Zeit für die Magnetisierung sich in longitudinaler Richtung wieder vollständig aufzubauen. Das bedeutet, dass bei schnell hintereinanderfolgenden Anregungen, d.h. während einer sehr kurzen Zeit TR, sich gemäß Figur 3b nur ein betragsmäßig kleiner Magnetisierungsvektor  $M_z$  in longitudinaler Richtung regeneriert, der nach dem Flippen durch den HF-Puls auch nur wenig Signal erzeugt. Dadurch stellt sich das stationäre Gewebe 23 im Bild sehr dunkel dar. Man spricht in diesem Fall von einer Sättigung der Spins.

Die Spins des Blutes 26, das durch die darzustellenden Gefäße 23 strömt, werden erst dann angeregt wenn das Blut 26 in die Anregungsschicht 23 hineinströmt. Da das Blut vor dem Eintreten in die Anregungsschicht 23 noch keine HF-Anregung erfahren hat steht beim Eintreten in die Schicht die volle (relaxierte) Magnetisierung der Spins des Blutes  $M_0$  zur Verfügung (siehe Figur 3c). Dies hat zur Folge, dass sich das in die Schicht einströmende Blut 26 und damit das blutdurchflossene Gefäßsystem im MRT-Bild heller darstellt als das umliegende stationäre Gewebe 23.

Durch Anlegen eines (Phasen-) Kodiergradienten in Flussrichtung kann auch das strömende Blut geschwindigkeitsabhängig differenziert (kodiert) werden. Der Gradient verursacht eine beschleunigte Dephasierung (Relaxation) der Magnetisierung; je länger das Blut diesem Gradientenfeld ausgesetzt ist, umso stärker erfolgt die Dephasierung und umso schwächer ist das Kernresonanzsignal. Dies bedeutet, dass schnell fließendes Blut wenig relaxiert und sich deshalb im späteren Bild durch starke Intensität auszeichnet. Zwischen der Dephasierung, die sich in einer definierten Phasenverschiebung  $\phi$  relativ zur Magnetisierung statischer Materie manifestiert, dem Geschwindigkeits-kodierenden Gradienten, der Repetitionszeit und der absoluten Geschwindigkeit des Blutes existiert ein mathematischer Zusammenhang auf dessen Basis insbesondere die Spitzengeschwindigkeit fließender Materie ermittelt werden kann.

Das erfindungsgemäße Vorgehen ist wie folgt:

Zunächst wird ein Übersichtsbild aufgenommen (engl.: Localizer) welches das zu vermessende (Blut-) Gefäß in dem oder durch den der Fluss gemessen werden soll (beispielsweise die Aorta 27) idealerweise transversal schneidet. Anhand dieses Bildes wird der Querschnitt des Gefäßes als interessierender Bereich (engl.: Region Of Interest, ROI 28) mit geeigneter Grafik-Software manuell gekennzeichnet, z.B. am Bildschirm durch einen Kreis mittel Maus. Auf Basis der Kennzeichnung

des ROI's 28 wird eine Aufklärungs- (engl.: Scout-) Flussmes-  
sung gestartet, wobei das Geschwindigkeitsintervall (VENC) so  
hoch angesetzt ist, dass die Spitzengeschwindigkeit (Maximal-  
geschwindigkeit) des Flusses in dem gekennzeichneten Gefäßab-

5 schnitt auf jeden Fall innerhalb des Geschwindigkeit-Inter-  
valles liegt (z.B. 300cm/sec). Noch während bzw. unmittelbar  
nach der Datenakquirierung wird auf der Basis der Intensi-  
tätswerte die tatsächliche Spitzengeschwindigkeit (VENC-Wert)  
10 im ROI 28 mittels Anlagenrechner 20 bzw. Bildrechner 17 grob  
ermittelt und in diesem gespeichert. Die Geschwindigkeitsauf-  
lösung dieser Scout-Messung ist noch nicht optimal. Eine op-  
timale Geschwindigkeitsauflösung erfolgt automatisch im An-  
schluss an die Scout-Messung durch die eigentliche Flussmes-  
sung, deren Messbereich nunmehr durch den grob ermittelten  
15 VENC-Wert plus minus ( $\pm$ ) einer Sicherheitstoleranz (ca.10%)  
begrenzt wird. Hierdurch kann im ROI 28 eine optimale Ge-  
schwindigkeitsauflösung des durchströmten Gefäßes über die  
gesamte Bildserie erzielt werden.

20 Bei Mittelung der Geschwindigkeit über den jeweiligen gesam-  
ten ROI 28 eines Flussbildes weist der ROI 28 der Bilder mit  
geringstem Fluss am wenigsten Intensität auf (schwarz), der  
ROI 28 der Bilder mit schnellstem Fluss die meiste Intensität  
auf (weiß); Bilder mit Geschwindigkeits-Zwischenwerten im ROI  
25 erhalten den entsprechenden Grau-Wert einer Grauwerteskala.

Bei einer Darstellung des Geschwindigkeitsprofils innerhalb  
eines jeden ROI's 28 weist das optimal geschwindigkeits-  
30 aufgelöste Bild im jeweiligen ROI 28 eine Grauwertverteilung  
in der Weise auf, dass stationäre Bereiche schwarz, Bereiche  
mit maximaler Geschwindigkeit weiß und Bereiche mit Geschwin-  
digkeitszwischenwerten mit entsprechenden Grauwertabstufungen  
dargestellt werden.

35

Dieses neue Verfahren der automatisiert-optimierten Geschwin-  
digkeits-aufgelösten Flussmessung in der Magnetresonanztomo-

graphie hat zum einen den Vorteil, dass sich der Anwender nicht auf einzugebende Erfahrungswerte stützen muss und somit Fehler beim Abschätzen des Geschwindigkeitsintervalls unterbleiben. Zum andern wird durch die Automatisierung des Arbeitsablaufes (engl.: Workflow) eine notwendige Wiederholung der Messung vermieden was die Aufenthaltszeit des Patienten im MRT-Gerät minimiert.

Patentansprüche

1. Verfahren zur automatischen Bestimmung des tatsächlichen Geschwindigkeitsintervalls eines fließenden Mediums bei

5 Flussmessungen in der Magnetresonanz-Tomographie aufweisend die folgenden Schritte:

- Aufnehmen eines Übersichtsbildes (29) eines ausgewählten Bereiches eines zu untersuchenden Lebewesens,
- Darstellen des Übersichtsbildes (29) auf einem Bildschirm (21),
- Durchführen einer Aufklärungs-Flussmessung durch Akquirieren einer Bildserie während eines Bewegungszyklus mit einem vorgegebenen Geschwindigkeitsintervall in einem zu vermessenden Gewebe-Bereich (28) des ausgewählten Bereiches,
- 15 - Ermitteln der Spitzengeschwindigkeit des Mediums in dem zu vermessenden Gewebebereich auf Basis der Aufklärungs-Flussmessung,
- Durchführen einer optimierten Flussmessung durch Akquirieren von der aufgenommenen Bildserie entsprechenden Bildern auf der Basis der ermittelten Spitzengeschwindigkeit,
- 20 - Darstellen des mittels der optimierten Flussmessung erhaltenen Geschwindigkeits-aufgelösten Gewebebereiches auf dem Bildschirm.

25 2. Verfahren gemäß Anspruch 1,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die optimierte Flussmessung automatisch in unmittelbarem Anschluss an die Aufklärungs-Flussmessung erfolgt.

30 3. Verfahren gemäß Anspruch 1 oder 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass zu der ermittelten Spitzengeschwindigkeit ein Sicherheitswert hinzugeaddiert wird.

4. Verfahren gemäß Anspruch 3,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Si-  
cherheitswert 10% der Spitzengeschwindigkeit beträgt.
5. 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Bewe-  
gungszyklus den Zeitraum der Atmung, der Herzbewegung oder  
andere Bewegungsformen umfasst.
- 10 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Bild-  
serie ca. 20 Bilder pro Bewegungszyklus umfasst.
- 15 7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Ge-  
schwindigkeits-aufgelöste Darstellung dargestalt erfolgt,  
dass in dem jeweiligen gemessenen Gewebebereich eines Bildes  
der Bildserie die mittlere Geschwindigkeit des Bereiches dar-  
gestellt wird.
- 20 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Ge-  
schwindigkeits-aufgelöste Darstellung dargestalt erfolgt,  
dass in dem jeweiligen gemessenen Gewebebereich eines Bildes  
der Bildserie das Geschwindigkeitsprofil des Bereiches darge-  
stellt wird.
- 25 9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der zu  
vermessende Gewebebereich (28) vom Anwender manuell gekenn-  
zeichnet wird.
- 30 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass mehrere  
Gewebebereiche gekennzeichnet werden können.

11. Kernspintomographiegerät, das zur Durchführung des Verfahrens gemäß den obigen Ansprüchen 1 bis 10 geeignet ist.

12. Computersoftwareprodukt,

5 durch gekennzeichnet, dass es ein Verfahren gemäß den obigen Ansprüchen 1 bis 10 implementiert, wenn es auf einer mit einem Kernspintomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

## Zusammenfassung

Verfahren zur automatischen Bestimmung des tatsächlichen Geschwindigkeitsintervalls eines fließenden Mediums bei Fluss-

5 messungen in der Magnetresonanz-Tomographie

Erfnungsgemäß wird ein Verfahren beansprucht zur automatischen Bestimmung des tatsächlichen Geschwindigkeitsintervalls eines fließenden Mediums bei Flussmessungen in der Magnetre-

10 sonanz-Tomographie

aufweisend die folgenden Schritte:

- Aufnehmen eines Übersichtsbildes (29)
- Darstellen des Übersichtsbildes (29) auf einem Bildschirm (21)
- Durchführen einer Aufklärungs-Flussmessung durch Akquirieren einer Bildserie während eines Bewegungszyklus mit einem vorgegebenen Geschwindigkeitsintervall in einem zu vermessenden Gewebe-Bereich (28)
- Ermitteln der Spitzengeschwindigkeit des Mediums in dem zu vermessenden Gewebebereiches auf Basis der Aufklärungs-Flussmessung
- Durchführen einer optimierten Flussmessung durch Akquirieren der gleichen Bilder der aufgenommenen Bildserie auf der Basis der ermittelten Spitzengeschwindigkeit
- Darstellen des mittels der optimierten Flussmessung erhaltenen Geschwindigkeits-aufgelösten Gewebebereiches auf dem Bildschirm.

[Figur 2b]

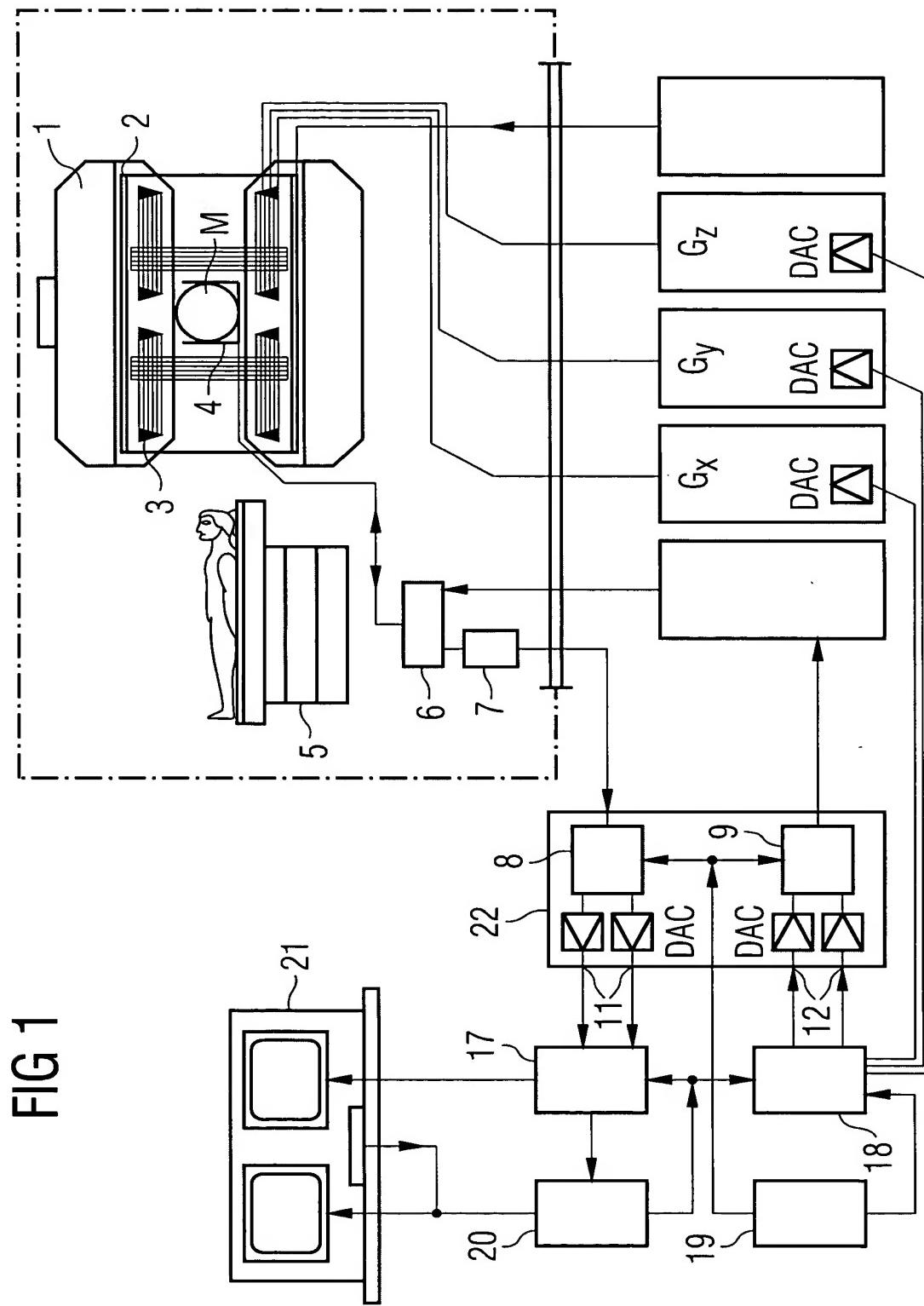


FIG 1

200214333

2/4

FIG 2A

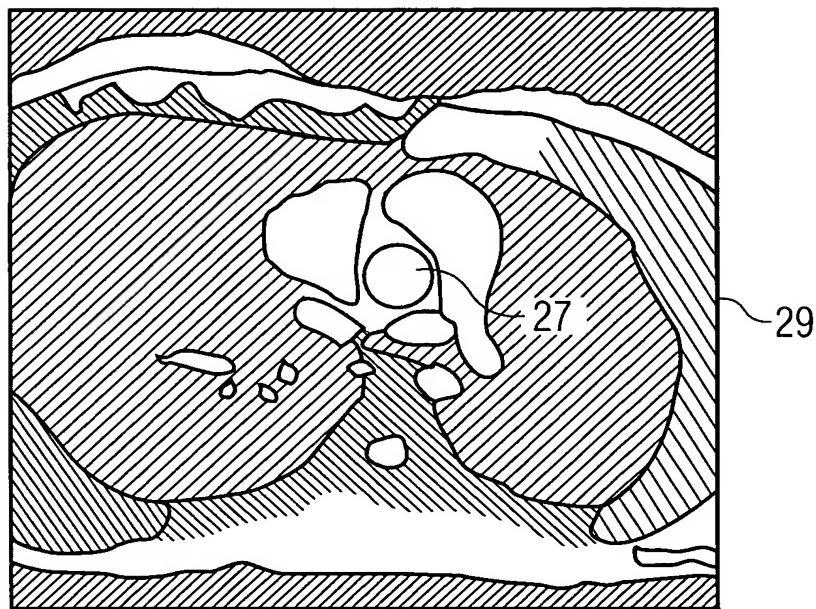


FIG 2B

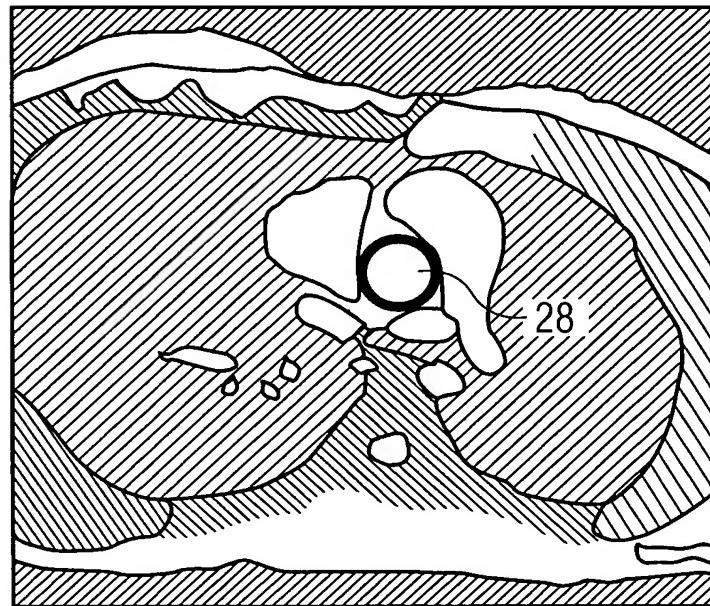


FIG 3B

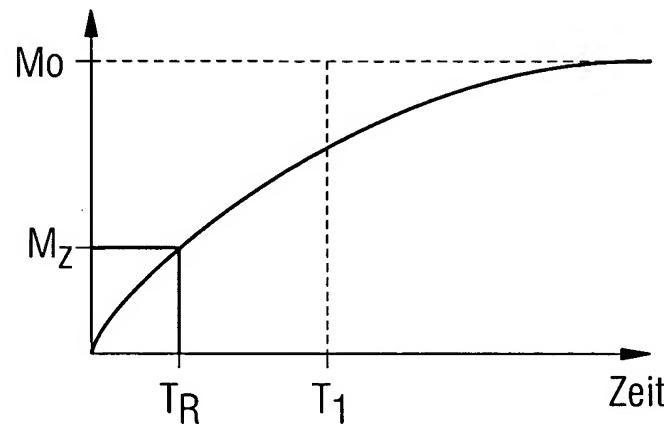


FIG 3A

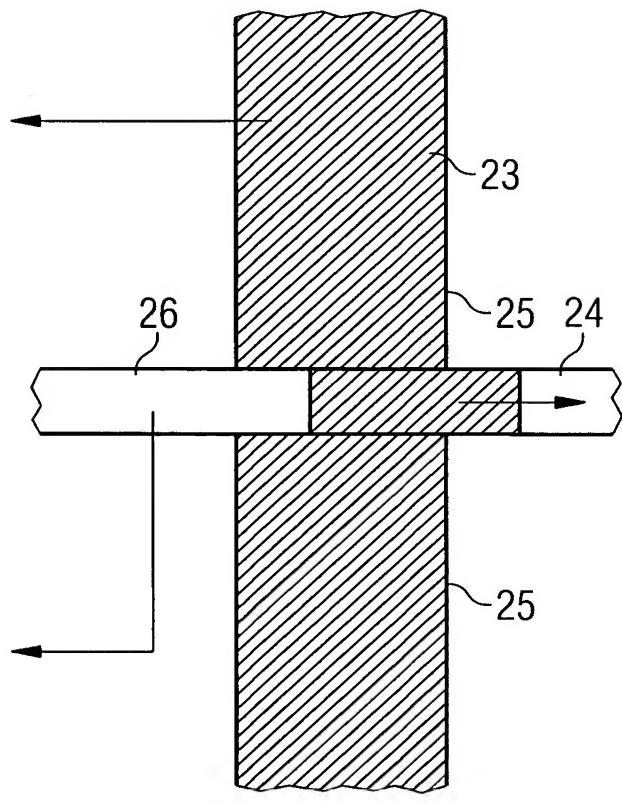
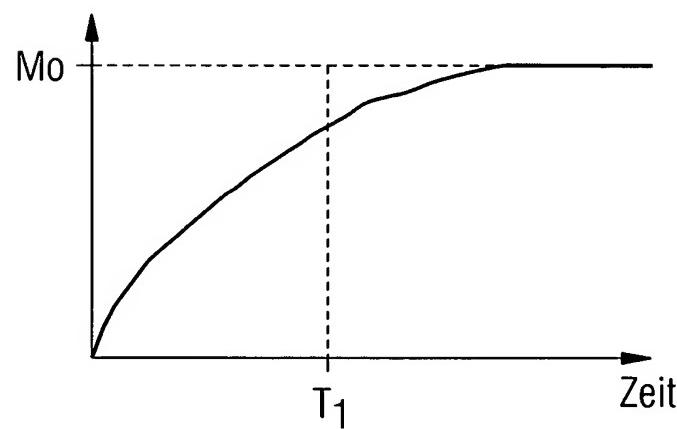


FIG 3C



voll bzw.  
un-relaxierte Spins  
 gesättigte Spins

FIG 4A

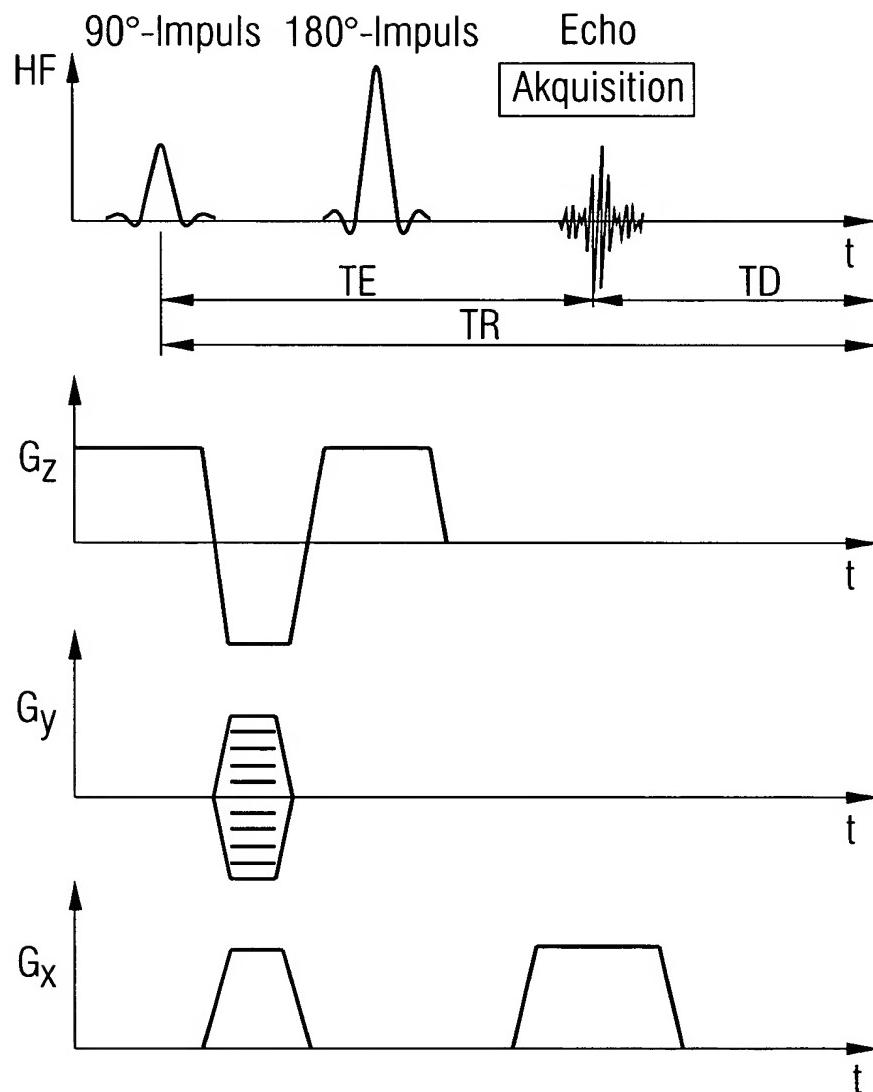


FIG 4B

